



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Patentschrift
10 DE 198 35 067 C 2

51 Int. Cl. 7:
A 61 B 3/12
H 04 N 5/225
H 04 N 7/18

21 Aktenzeichen: 198 35 067.8-35
22 Anmeldetag: 4. 8. 1998
43 Offenlegungstag: 24. 2. 2000
45 Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 23. 11. 2000

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

73 Patentinhaber:
Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

72 Erfinder:
Schweitzer, Dietrich, Dr.-Ing.habil., 07806 Neustadt,
DE; Mühlhoff, Dirk, Dipl.-Phys., 07743 Jena, DE

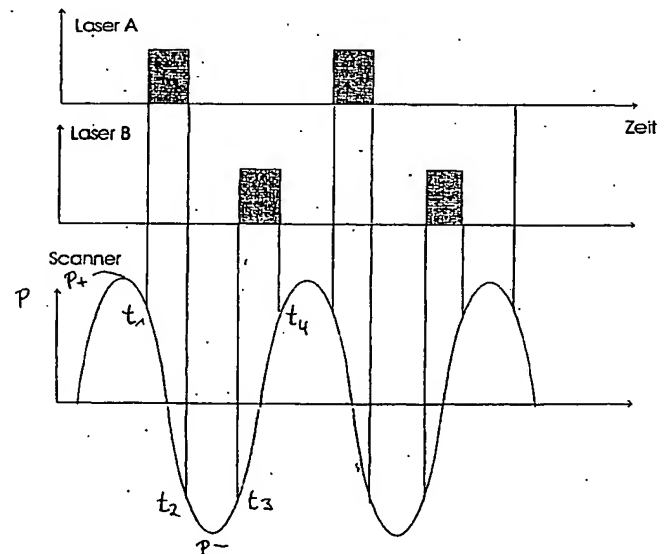
56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

DE 38 18 084 A1
US 50 90 416 A
US 50 42 939 A

54 Laser-Scanning-Ophthalmoskop

57 Laser-Scanning-Ophthalmoskop mit einem Scanner, der eine Scanbewegung mindestens in einer ersten Abtaststrichung erzeugt, wobei

- während der Scanbewegung in der ersten Abtaststrichung das Auge alternierend mit unterschiedlichen Wellenlängen beleuchtet wird,
- jeweils ein erstes Bild für eine erste Beleuchtungswellenlänge und
- ein zweites Bild für eine zweite Beleuchtungswellenlänge aufgenommen wird,
- mehrere der mit einer der Beleuchtungswellenlänge aufgenommenen Bilder von einer Bildverarbeitungseinheit miteinander verglichen werden und
- aus einer hierbei festgestellten Objektverschiebung Korrekturwerte zum Ausgleich der Objektverschiebung für die jeweils mit der anderen Beleuchtungswellenlänge aufgenommenen Bilder bestimmt werden.



DE 198 35 067 C 2

DE 198 35 067 C 2

Beschreibung

Laser-Scan-Ophthalmoskope werden im klinischen Umfeld und in der Forschung zur Durchführung von Fluoreszenzangiographien eingesetzt. Darüber hinaus kommt der Autofluoreszenz wachsende Bedeutung zu.

Bisher existiert kein marktfähiges Gerät, welches einen sicheren Nachweis der Autofluoreszenz ermöglicht.

Grundproblem der Autofluoreszenz sind die geringen Signalleistungen, die zu einem schlechten Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) führen.

Eine bekannte Möglichkeit zur Verbesserung des SNR ist die Mittelung über mehrere an gleichem Ort aufgenommene Bilde. Da das Auge des Patienten selten still steht, treten Bewegungen zwischen einzelnen Bildern auf, die vor einer Überlagerung der Bilder korrigiert werden müssen. Dazu ist es bekannt, in einzelnen Bildern markante Punkte zu finden, anhand derer die Verschiebungen von Bild zu Bild bestimmt werden können. Einzelne Autofluoreszenzbilder zeigen wegen des beschriebenen schlechten SNR nur wenig markante Punkte, so daß die Bestimmung einer Verschiebung schwierig ist. Bekannte Verfahren zur Auffindung der notwendigen markanten Punkte erfordern eine aufwendige Bearbeitung aller zu überlagernder Bilder. Diese Bearbeitung beinhaltet z. B. eine Glättung der Einzelbilder.

DE 38 18 084 A1 beschreibt die Verwendung eines scannenden Laserophthalmoskops mit zwei oder mehr Detektoren, so dass gleichzeitig zwei parallele Bildreihen eingelesen werden können. Es ist eine Elektronik vorgesehen, die es gestattet, Bilder der einen Serie mit denen der anderen Serie zu überlagern.

In EP 0290566 B1 (US 5177511) wird ein LSO mit einem aus mehreren Einzeldetektoren bestehenden Detektor beschrieben, wobei das Signal der Einzeldetektoren zu einem Gesamtsignal verrechnet wird.

Aus US 5090416, US 5042939 ist die Verwendung mehrerer Laser in Verbindung mit einem Laserabtast-Ophthalmoskop bekannt.

Die Laserlichtquellen erzeugen Licht mit unterschiedlicher Farbe, womit Bilder mit unterschiedlichen Informationen über den Augenhintergrund erhalten werden.

Dies dient der Erfassung unterschiedlicher Gewebeschichten bzw. der Erzeugung von Farbaufnahmen.

Aufgabe der Erfindung ist es aufgenommene Bilder mit schlechtem Signal/Rauschverhältnis zu überlagern, ohne darauf angewiesen zu sein, in diesen Bildern selbst markante Punkte aufzufinden.

Die Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Ansprüche gelöst. Bevorzugte Weiterbildungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

In einer vorteilhaften Realisierung der Erfindung benutzt das scannende Laserophthalmoskop einen Resonanzscanner als schnellen Horizontalscanner. Dieser Resonanzscanner besitzt einen Schwingspiegel, der eine über die Zeit betrachtet sinusförmige Winkelschwingung ausführt. Während der Hinbewegung des Scanners wird eine Zeile eines ersten Halbbildes aufgenommen und während der Rückbewegung des Scanners eine Zeile eines zweiten Halbbildes. Mit einer geeigneten schnellen optischen Schaltung ist es möglich, während der Hinbewegung einen Laser A aktiv zu schalten, um Autofluoreszenzsignale aufzunehmen, und während der Rückbewegung einen Laser B aktiv zu schalten, um Reflexsignale aufzunehmen. So ist es möglich zwei verschiedene Bilder bzw. Bildserien B_A , B_B aufzunehmen, die deckungsgleich sind.

Abweichungen zwischen den Bildern sind in der Größenordnung eines Zeilenabstandes und damit für die weitere Verarbeitung ohne Interesse.

Die beschriebenen Bilder unterscheiden sich in ihren Signaleigenschaften. Während bei einem einzelnen Autofluoreszenzbild Strukturen kaum oder gar nicht erkennbar sind, ist dies bei einem Reflexionsbild wegen der sehr viel besseren Signalausbeute doch der Fall. Alternativ ist es denkbar, nicht die Laser zu schalten, sondern vor dem Detektor einen schnell schaltbaren Filter (z. B. AOTF) anzubringen und diesen so zu schalten, daß zeilenweise abwechselnd ein Fluoreszenzsignal oder ein Reflexsignal eingelesen wird.

Verschiebungen von einem Bild zum nächsten (zum Zwecke der Bewegungskorrektur für die Überlagerung von Autofluoreszenzbildern), können so anhand von rauschärmeren gleichzeitig aufgenommenen Reflexionsbildern bestimmt werden. Da die beiden Bilder quasi gleichzeitig aufgenommen werden, sind die Verschiebungen zwischen zwei Reflexionsbildern gleich den Verschiebungen zwischen zwei Autofluoreszenzbildern. Dadurch ist es möglich, Verschiebungen zwischen zwei Autofluoreszenzbildern zu korrigieren, ohne daß diese Verschiebung anhand der Autofluoreszenzbilder selbst bestimmt wurde.

Alternativ dazu wäre es denkbar ein Reflexionsbild nicht nur quasi gleichzeitig, sondern voll gleichzeitig aufzunehmen, indem das Reflexionssignal durch einen zweiten Detektor gewonnen wird. Der zweite Detektor liegt parallel zum ersten und ist lediglich mit einer anderen Filterkombination ausgestattet.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der schematischen Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1: Die erfindungsgemäße Schaltung zweier Laser

Fig. 2: Das erfindungsgemäße Korrekturverfahren

Fig. 3: Eine erste erfindungsgemäße Anordnung

Fig. 4: Eine zweite erfindungsgemäße Anordnung.

In Fig. 1 ist die Schwingkurve eines Resonanzscanners in Abhängigkeit von der Zeit dargestellt, die die Position P des Schwingspiegels um einen Punkt 0 herum (Mittelstellung) darstellt.

In einer Zeitspanne t_1 - t_2 , die einer Schwenkbewegung des Spiegels in eine Richtung, hier von P+ in Richtung P- entspricht, wird ein erster Laser A zur Beleuchtung des Augenhintergrundes eingeschaltet und in der Zeitspanne t_3 - t_4 während der Rückschwenkung von P- in Richtung P+ ein zweiter Laser B.

Der Vertikalscanner verändert seine Position zwischen t_1 und t_4 nicht oder nur unwesentlich, so daß im wesentlichen die selbe Scanlinie am Augenhintergrund einmal von Laser A in Hinrichtung und in der Rückrichtung von Laser B überstrichen wird.

Laser B mit einer Wellenlänge von z. B. $\lambda_B = 488$ nm dient der Erzeugung von Fluoreszenzsignalen und Laser A mit einer Wellenlänge von z. B. $\lambda_A = 780$ nm zur Erzeugung von Reflexsignalen.

In Fig. 2 ist das Korrekturverfahren dargestellt.

Die bei der Beleuchtung mit Lasern A- und B aufgenommenen Halbbilder A_1 , A_2 ... sowie B_1 , B_2 , die mehreren Abtastungen desselben Bildbereiches entsprechen, werden synchronisiert, digitalisiert und über einen Framegrabber in Speicherbereichen S1 und S2 abgelegt. Anhand charakteristischer Bildmerkmale x_1 , x_2 in A_1 , y_1 , y_2 in A_2 usw. werden mehrere Reflexionsbilder A im Speicher S2 miteinander verglichen und die Bildverschiebung anhand von Bildverschiebungsvektoren (x_1, y_1) ... ermittelt.

Diese Bildverschiebung wird nun als Korrektur benutzt, um die aufgenommenen Fluoreszenzeinzelbilder B_1 , B_2 in S2 zu überlagern und zu einem Endbild zusammenzusetzen. In Fig. 3 ist ein Laser L1 dargestellt, der zwei Wellenlängenbereiche λ_1 , λ_2 aufweist.

Dies kann z. B. ein Argonionenlaser mit den Wellenlän-

gen 488 nm und 514 nm sein. Dieser ist mittels eines Schalters ST, beispielsweise eines AOTF, zwischen den Wellenlängen umschaltbar ist.

Die Umschaltung des Schalters ST ist über eine Steuereinheit AS mit dem Scansystem SC und der Bewegung des Horizontalspiegels synchronisiert.

Über einen Strahlteiler STR und einen Filter F erfolgt die Detektion mittels eines Detektors DT, der mit einem Auswerterechner AR verbunden ist, in dem das anhand von Fig. 2 beschriebene Korrekturverfahren abläuft und das korrigierte Bild auf einem Monitor M dargestellt wird.

Dabei ist der Filter F in seinen spektralen Eigenschaften so ausgelegt, dass er für die durch λ_1 angeregte Fluoreszenzstrahlung und für das auftreffende Reflexionslicht der Wellenlänge λ_2 transmissiv ist. Die vom Auge reflektierte Strahlung der Wellenlänge λ_1 aber wird nicht transmittiert. In Fig. 4 sind unterschiedliche Laser L3 und L4 zur Erzeugung eines Reflexions- und eines Fluoreszenzbildes vorgesehen, die über Strahlteiler in den Beleuchtungsstrahlengang eingekoppelt werden.

In dieser Anordnung wird der Laser L3, mit der Wellenlänge λ_3 zur Fluoreszenzanregung, für die der Filter nicht transmissiv ist unmoduliert, d. h. cw betrieben. Der Laser L4 mit der Wellenlänge λ_4 , für den der Filter transmissiv ist, wird mit dem Modulator MO moduliert. Der Modulator schaltet des Laser L4 in jeder zweiten Zeile, bzw nur im Scanner-Hin- oder Rücklauf zu. Damit entstehen abwechselnd zwei Zeilen mit unterschiedlichen Bildinformationen. Die mit dieser Information beschriebenen Speicherbereiche enthalten dann z. B. im Bereich S2 Bilder, in denen Reflexions- und Fluoreszenzinformationen enthalten sind. Dadurch, dass die Fluoreszenzsignale wesentlich schwächer sind als die Reflexionssignale, stören die Fluoreszenzbeiträge nicht. Die Bildverarbeitung erfolgt unverändert wie oben beschrieben.

Die oben beschriebenen Realisierungen können auch auf ein Scannerprinzip übertragen werden, welches nicht mit einer Hin- und Rückschwingung arbeitet.

Es kann auch ein unidirektionales Scanprinzip wie das eines Polygonscanners verwendet werden. Dabei werden die Zeilen-Scanvorgänge durchnummeriert. Die Schaltung der Laserquellen erfolgt wie bei Verwendung eines bidirektionalen Scanners, wobei hier in alle ungeraden Zeilen mit der Hinschwingung und alle geraden Zeilen mit der Rückschwingung identifiziert werden.

Patentansprüche

1. Laser-Scanning-Ophthalmoskop mit einem Scanner, der eine Scanbewegung mindestens in einer ersten Abtastrichtung erzeugt, wobei

- während der Scanbewegung in der ersten Abtastrichtung das Auge alternierend mit unterschiedlichen Wellenlängen beleuchtet wird,
- jeweils ein erstes Bild für eine erste Beleuchtungswellenlänge und
- ein zweites Bild für eine zweite Beleuchtungswellenlänge aufgenommen wird,
- mehrere der mit einer der Beleuchtungswellenlänge aufgenommenen Bilder von einer Bildverarbeitungseinheit miteinander verglichen werden und
- aus einer hierbei festgestellten Objektverschiebung Korrekturwerte zum Ausgleich der Objektverschiebung für die jeweils mit der anderen Beleuchtungswellenlänge aufgenommenen Bilder bestimmt werden.

2. Laser-Scanning-Ophthalmoskop mit einem Scan-

ner, der eine Scanbewegung mindestens in einer ersten Abtastrichtung mit Hin- und Rückbewegung des Abtaststrahls erzeugt, wobei

- während der Scanbewegung in der ersten Abtastrichtung das Auge bei der Hinbewegung mit einer anderen Wellenlänge als bei der Rückbewegung beleuchtet wird,
- jeweils ein erstes Bild für die Hinbewegung und
- ein zweites Bild für die Rückbewegung aufgenommen wird,
- mehrere in der Hin- oder Rückbewegung aufgenommene Bilder miteinander verglichen werden und
- aus einer hierbei festgestellten Objektverschiebung Korrekturwerte zum Ausgleich der Objektverschiebung für die jeweils mit der anderen Beleuchtungswellenlänge aufgenommenen Bilder bestimmt werden.

3. Laser-Scanning-Ophthalmoskop nach Anspruch 1 oder 2, wobei ein Laser mit mehreren Wellenlängen benutzt wird und ein optischer Schalter, der mit dem Scanner synchronisiert ist, die Wellenlängen des Lasers umschaltet.

4. Laser-Scanning-Ophthalmoskop nach einem der Ansprüche 1-3, wobei zwei Laser mit unterschiedlichen Beleuchtungswellenlängen zur Bilderzeugung vorgesehen sind.

5. Laser-Scanning-Ophthalmoskop nach einem der Ansprüche 1-4, wobei zwei Laser vorgesehen sind, wobei der eine Laser ununterbrochen aktiv ist und der zweite Laser nur während der vorwärts oder der rückwärts gerichteten oder jeder zweiten Scanbewegung aktiv ist.

6. Laser-Scanning-Ophthalmoskop nach Anspruch 5, wobei das Licht des ununterbrochen aktiven Lasers vor einem Lichtempfänger durch einen Filter gesperrt wird und wobei dieser Filter das Licht des zweiten Lasers transmittiert.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

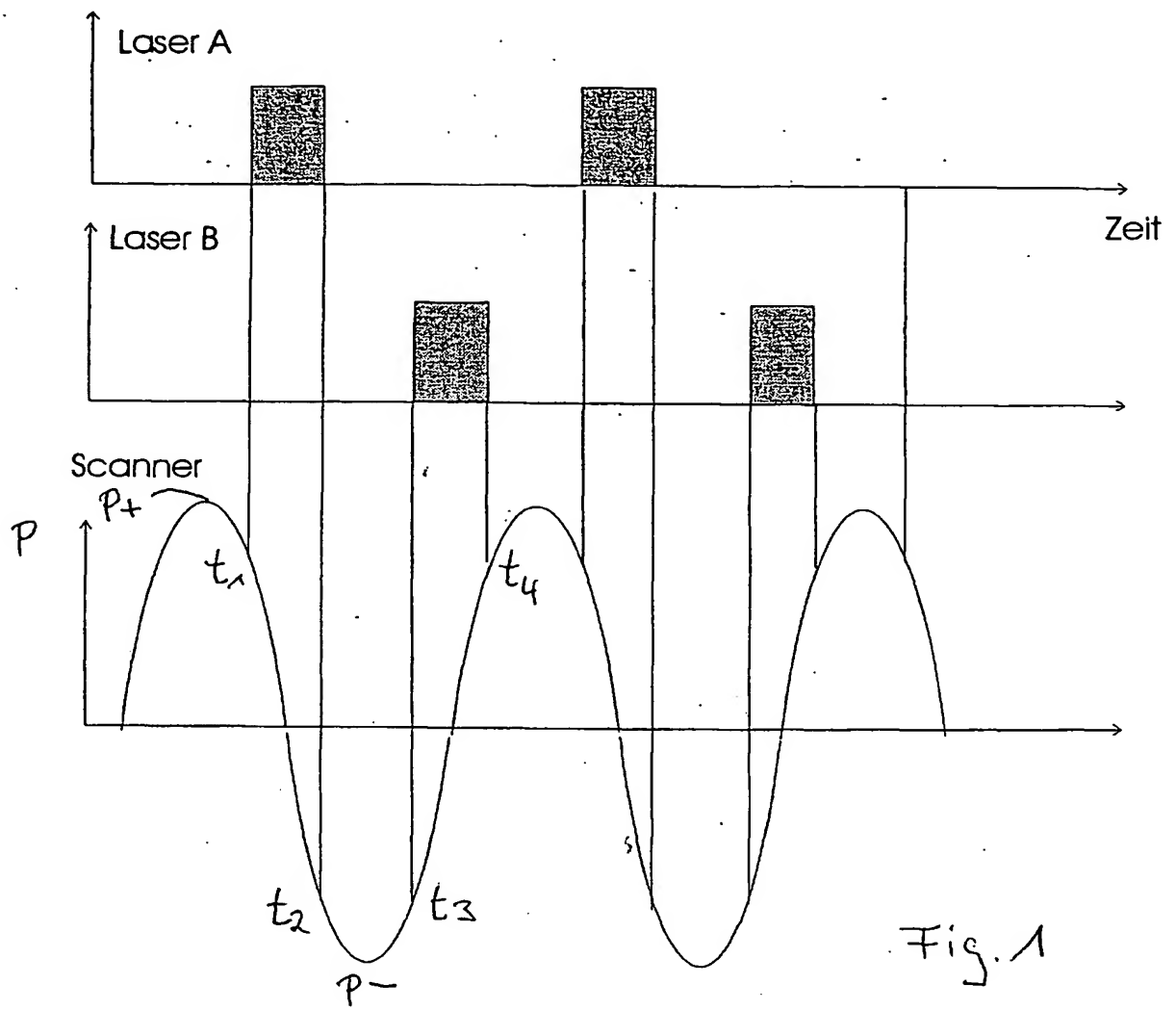


Fig. 1

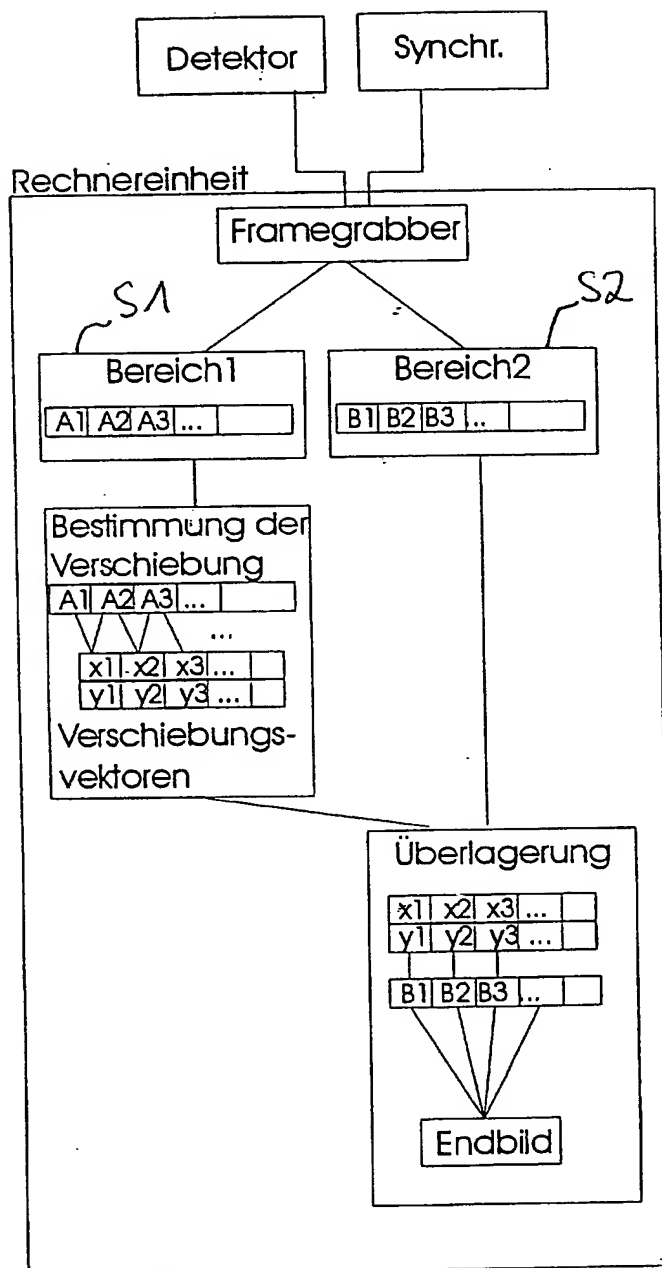


Fig. 2

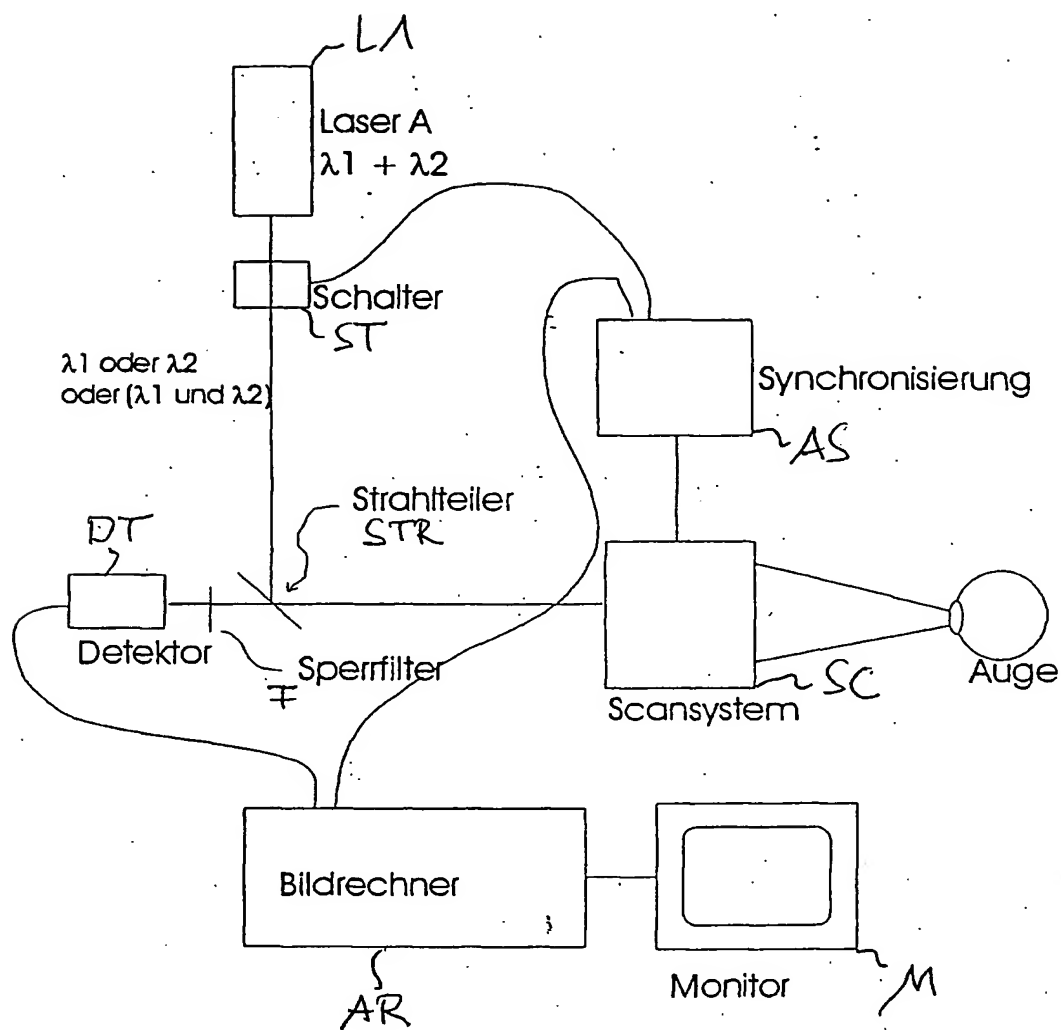


Fig. 3

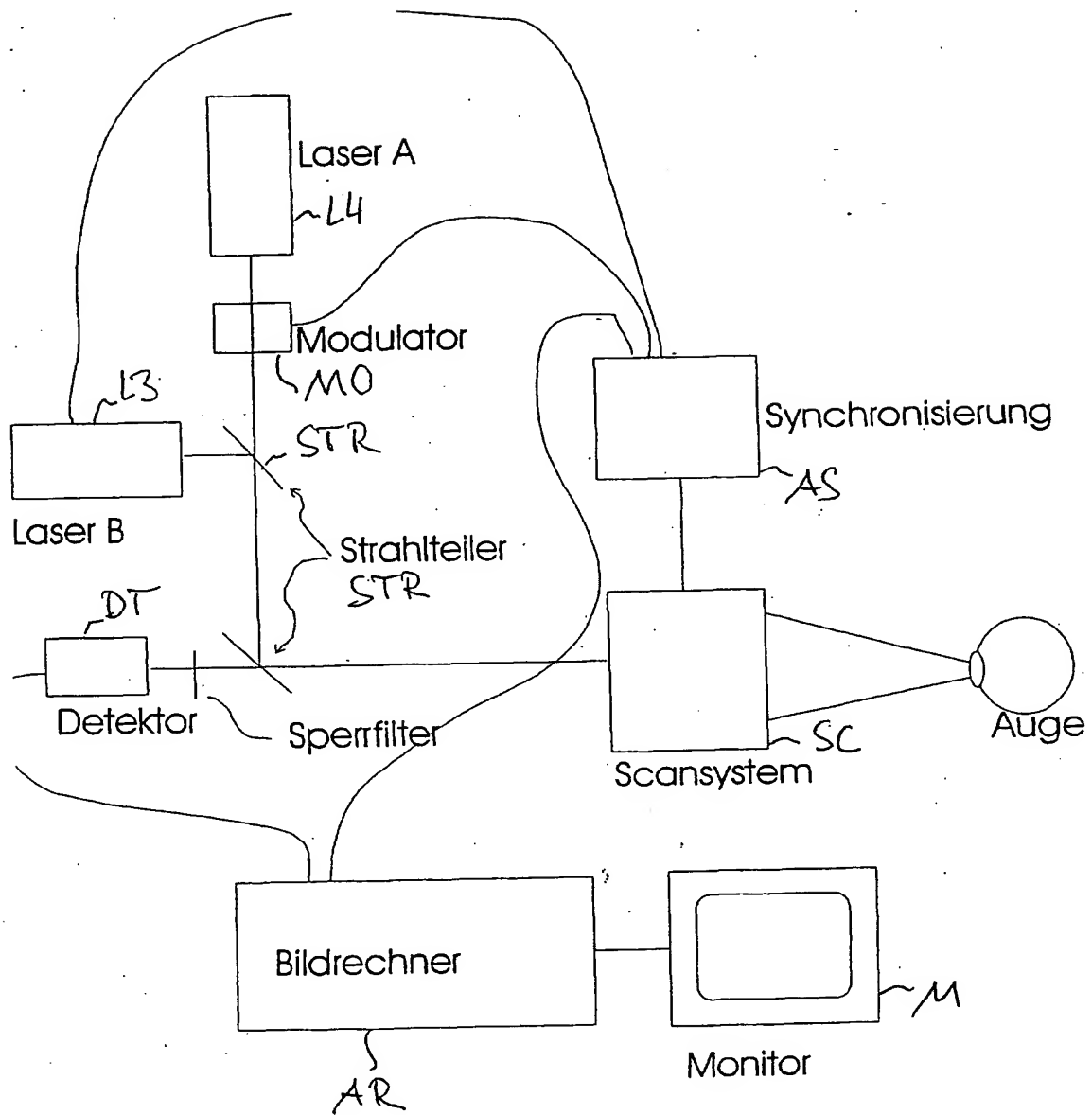


Fig. 4